

郝佳, 张丽, 陈志强, 等. 多能谱 X 射线成像技术及其在 CT 中的应用[J]. CT 理论与应用研究, 2011, 20(1): 141-150.  
Hao J, Zhang L, Chen ZQ, et al. Multi-energy X-ray Imaging Technique and Its Application in Computed Tomography[J].  
CT Theory and Applications, 2011, 20(1): 141-150.

## 多能谱 X 射线成像技术及其在 CT 中的应用

郝佳<sup>a,b</sup>, 张丽<sup>a,b</sup>, 陈志强<sup>a,b</sup>, 邢宇翔<sup>a,b</sup>, 康克军<sup>a,b</sup>

(清华大学 a. 工程物理系; b. 粒子技术与辐射成像教育部重点实验室, 北京, 100084)

**摘要:** 随着探测器技术的不断发展, 具有能谱分辨能力的光子计数探测器成为人们研究的焦点, 并在 X 射线成像领域开始得到应用。使用该种探测器, 可以将具有较宽能谱分布的 X 射线分为不同的能区分别进行计数, 获得详细的能谱信息及不同能量射线的衰减信息, 由此引出了“多能谱成像”的概念。本文介绍了近些年来光子计数探测器技术的发展及其在 X 射线成像中的应用, 同时分析了多能谱技术应用于 CT 成像所带来的一些优势, 如降低辐射剂量、提高信噪比、提高物质识别精度、提高造影剂成像效果等。目前, 许多研究机构都致力于研究更快速的电子学设备, 以适应高计数率下快速成像的需求, 随着多能谱成像技术研究的不断深入, 必将为 X 射线成像及 CT 领域带来许多新的变革。

**关键词:** 光子计数探测器; X 射线成像; 计算机断层扫描; 多能谱技术

**文章编号:** 1004-4140 (2011) 01-0141-10      **中图分类号:** TP 391      **文献标识码:** A

X 射线自 1895 年被伦琴发现以来, 已经成为医疗诊断、放射治疗、工业检测等领域的重要手段。计算机断层成像技术 (Computed Tomography, CT) 诞生于 19 世纪 70 年代, 实现了三维成像并消除了物体重叠对检测带来的影响, 在医学成像、工业及安全检查等领域发挥了重要作用。随着 X 光机、探测器等技术的不断发展和进步, 以及扫描方式、重建算法的改进, CT 成像的图像质量和精度不断提高, 扫描和重建时间大幅度缩短。

1976 年, Alvarez<sup>[1]</sup>提出了双能 CT (Dual-energy CT) 的概念, 利用两种不同能量的 X 射线对物体进行 CT 扫描并使用双能重建算法, 可以准确地获得被扫描物体的等效原子序数和电子密度的分布, 从而将能谱的信息引入到 CT 成像中。双能 CT 较传统单能 CT 提供了更好的物质识别能力, 尤其是在爆炸物、毒品等危险物品的检测中被广泛地应用, 发挥了不可取代的作用<sup>[2]</sup>。

光子计数 (photon counting) 的概念从 80 年代提出以来, 在弱光和微光的探测领域发挥了重要作用<sup>[3]</sup>。近些年, 随着光子计数 X 射线探测器 (Photon Counting X-ray Detector, PCXD) 技术飞速发展, 尤其是与之相应的高速处理电子学设备和专用集成电路 (Application Specific Integrated Circuits, ASIC) 的进步, 使得探测短时间大计数成为可能, 并为其应用于 X 射线成像打下了基础<sup>[4]</sup>。由于光子计数探测器具有能谱分辨能力, 可以将具有较宽能谱的 X 射线分能区进行计数, 从而实现了“多能谱”成像。它相当于将能谱信息引入到传统的 X 射线成像中, 因此也被称为“X 射线颜色成像” (X-ray color imaging), 该技

术被认为是未来 X 射线成像发展的趋势。2008 年北美放射学年会(Radiological Society of North America, RSNA)年会上,光子计数多能谱成像技术的应用作为一个热点专题进行了深入的讨论,同时一系列的新产品和新技术也得到了展示,GE 公司展示了其利用光子计数探测器的多能谱 CT 成像系统所得到的图像。Philip 公司也在加紧多能谱 CT 的研究和实验工作,并推出了用于小动物成像的样机。由此可见,该领域的研究已经变得十分活跃。

## 1 双能成像技术介绍

使用两种不同能量的 X 射线对物体同时进行扫描,可以得到物体在不同能量射线响应下的图像。根据 X 射线与物质的相互作用规律,射线与物质相互作用后的衰减与物质的原子序数  $Z$  和射线能量  $E$  均有关系,因此,根据这些关系进行求解,可以确定被扫描物质的原子序数(在实际使用中,混合物等可以按照不同成分比例计算出等效原子序数),从而进行物质识别或者鉴定,这就是双能 X 射线成像的基本原理。

双能成像分为透视成像和 CT 成像两种,透视成像的关键在于消除物体厚度的影响,利用不同能量 X 射线的衰减关系求解出原子序数  $Z$ 。国内对于双能透视成像进行了一系列的研究,许多研究小组提出了材料识别的解决方案。最常用的方法是利用高低能透射率的比值  $R$  与原子序数  $Z$  建立关系进行刻度。原培新等<sup>[5]</sup>和邢钢等<sup>[6]</sup>的联合研究小组拟合了  $R$  与  $Z$  的解析关系式,直接根据多色能谱下测量得到的  $R$  值计算  $Z$  值。徐明刚等<sup>[7]</sup>则在低能透射强度和  $R$  值两个信息组成的二维平面上利用隶属度函数进行材料识别,能够初步校正厚度的影响将材料分为三类。Zhang 等<sup>[8]</sup>提出了利用高低能曲线进行物质识别的方法。邬小平等<sup>[9]</sup>研究了高能情况下双能物质识别算法,并将应用范围进行了扩展。

但是,双能透视只能够将物质按照性质进行分类,无法做到准确的识别。双能 CT 则可以对扫描物质的成分进行定量分析,其技术关键在于双能重建方法。目前,主要的双能重建方法可以归为三类:第一类为前处理重建方法,根据物质衰减系数的近似公式,将每条射线路径上的双能投影都分解成为两个材料相关、能量无关的分量,然后计算得到相应的原子序数和电子密度积分值,最后利用 CT 重建理论得到每个像素点上的原子序数和电子密度值<sup>[10]</sup>,从而实现对物质成分的识别与判断。这种方法能够有效地消除射束硬化对重建结果带来的影响,因此得到了较为广泛地实际应用。第二类为后处理重建方法,即首先将两种能量射线下的线性衰减系数重建出来,再逐点计算其原子序数和电子密度值,这种方法原理简单,计算方便,但由于 X 光机的射束具有较宽的能谱分布,因此重建所得到的线性衰减系数由于硬化的影响往往存在误差,双能重建结果不准确,但这种方法在单色光条件下可以得到很好的结果。Tsunoo 等<sup>[11]</sup>和 Torikoshi 等<sup>[12]</sup>使用日本 Spring-8 同步辐射光源进行了双能 CT 成像实验并采用这种重建方法得到了电子的精确密度分布。第三类为迭代重建方法,这种方法虽然较为精确,但计算量较大,因此很少使用<sup>[13]</sup>。

通常所称的“双能量 CT”实际上应当为“双能谱 CT”。由于成本的限制,目前在安全检查领域最广泛地实现技术为双层探测器法,即在两块探测器之间采用滤波片将射线整形后作为低能和高能射线分别探测,从而得到高低能投影数据并进行双能 CT 重建。这种方法实现较为简单,但高低能射线的能谱区分度不大,且受射束硬化等效效应影响严重,因此重建结果存在较大的误差,被称为“伪双能”成像。另外,通常使用的铜滤波片会对射线进

行较强的吸收, 使得整形后的高能成像信噪比变差。Alvarez 等<sup>[14]</sup>是最早开始研究双能 CT 的研究人员之一, 他们建立了前处理重建法的理论框架, 并且提出采用多项式对多色投影公式进行近似。Chuang 等<sup>[15-16]</sup>为了改善多项式近似的效果, 提出将双能投影值按照大小划分为一系列子区间, 在每个子区间内采用不同的多项式进行近似, 他们还研究了基于等投影值线的查找表方法<sup>[17]</sup>。Zhang<sup>[18]</sup>等则提出了基于能谱估计的双能重建方法, 在一定程度上克服了能谱硬化等对于重建结果带来的影响。

双能成像把 X 射线能谱信息引入到成像过程中, 初步实现了物质成分的识别。但由于只使用两种能谱, 且能谱间区分度不高, 易受硬化等问题影响, 因此物质识别效果和成像质量欠佳。如何引入更多的能谱信息, 成为人们所关心的问题。

## 2 光子计数探测器及多能谱成像

X 射线探测器是 CT 系统中的重要组成部分。入射的 X 射线将能量沉积在探测器中, 并转化为电信号输出, 经过电子学设备的处理和传输进入计算机系统。目前在 X 射线透视及 CT 成像系统中主要使用的探测器有三种, 包括气体探测器, 闪烁体探测器和半导体探测器。在工业 CT 系统中最常用的是闪烁体探测器, X 射线将能量沉积在闪烁体中并放出闪烁光子, 通过光电倍增管进行转换产生电信号并被后续电子学系统接收和处理。

光子计数型探测器作为近年来迅速发展的一项技术, 得到了业界的广泛关注和研究。这种探测器应用于 PET 和 SPECT 设备中已有十多年的历史, 但是近些年才开始在 X 射线透视和 CT 成像中得到应用。其主要原因是 X 射线透视和 CT 成像需要探测器具有较高的光子计数率以保证较快的扫描速度, 而光子计数探测器需要将每个入射光子作为一个独立事件进行分析, 并判断其所属能量区间, 因此计数率较高时不同光子与物质相互作用会产生叠加。另外, X 射线透视和 CT 成像对于探测器的分辨率要求很高, 也限制了光子计数探测器的应用。但是, 随着技术的不断发展, 尤其是电子学处理速度的快速提高, 这些问题都在逐渐得到解决。许多学者都认为, 光子计数探测器将是未来 X 射线成像领域的发展方向<sup>[19]</sup>。

光子计数型探测器可以通过设置电子学阈值, 滤除能量较低的脉冲, 从而可以完全消除低能噪声对成像结果的影响。通过设置更多的电子学阈值, 可以甄别每个入射光子与物质相互作用得到的脉冲信号, 识别入射光子的能量信息并将其对应到不同的能区分别进行累计, 从而将较宽能谱分布的 X 射线分能区进行计数, 直接得到不同能区的成像结果。这种方式相对于传统的“伪双能”成像方式, 不同的能区之间完全没有重叠, 区分度更好。且不需使用任何滤波整形设备, 克服了传统双能设备存在的一些缺陷, 提高了物质识别的精度。较传统的电荷积分式探测器 (Charge integrating detector) 相比, 光子计数探测器具有很多的优势。首先, 它可以消除低能噪声对于成像带来的影响, 有效提高了图像质量; 另外, 它引入了能谱的信息, 一次扫描可以得到不同能区的成像结果, 将 X 射线成像由“黑白”引入了“彩色”, 由此给该领域带来了一系列有益的变革。

近 10 年来, 与之相应的高速处理电子学设备得到了迅速发展, 人们研制出各种可以应用于 X 射线成像的光子计数型探测器, 距离实际应用的要求越来越近。目前, 研究最广泛应用最多的计数型探测器有两种, 一种是碲锌镉 (Cadmium Zinc Telluride, CZT) 材料制成

的半导体探测器。CZT 晶体是目前发展较快的一种探测器材料<sup>[20]</sup>，它由 CdTe 和 ZnTe 的混合物经过一定的晶体生长方法制作而成，其具有较高的探测效率和分辨能力，是目前研究最多的探测器材料之一。另一种为碲化镉（Cadmium Telluride, CaTe）材料制成的探测器。这两种材料是光子计数探测器最主要的制作材料。其他材料的探测器也可以制作成为光子计数设备：1997 年 Arfelli 等<sup>[21]</sup>研制出了应用于硅探测器的计数装置，2004 年 Thunberg 等<sup>[22]</sup>研制出了气体雪崩计数探测器，2004 年 Shikhaiev 等<sup>[23-24]</sup>研制出了微通道板（Micro-Channel Plate, MCP）计数型探测器。使用气体也可以制作计数型探测器，但探测效率较低，对于高能量的 X 射线的能量分辨率较差，因此在 DR 和 CT 设备中不常使用，但在乳腺成像中，由于射线能量不高因此取得了较好的效果<sup>[25]</sup>。可见，近些年此领域的研究正变得越来越活跃。90 年代初期开始，以 CERN 牵头并联合 16 个欧洲研究机构开展了 Medipix 项目，致力于研究光子计数探测器在高能物理探测和医学成像中的应用<sup>[26]</sup>。其第一代产品 Medipix-1 具有  $64 \times 64$  个像素，像素大小为  $170 \mu\text{m} \times 170 \mu\text{m}$ <sup>[27]</sup>。第二代 Medipix-2 也已经研制完成，其像素个数更多且面积更小。使用 Medipix-2 光子计数探测器，CERN 等研究机构的学者进行了一系列的研究，包括在牙科 CT 成像中降低辐射剂量<sup>[28]</sup>，在物质识别领域的应用等<sup>[10]</sup>。第三代的研制接近尾声，其像素个数为  $256 \times 256$ ，可探测的能量范围为  $8 \sim 140 \text{keV}$ ，能量分辨率约为  $2 \text{keV}$ 。该种探测器已经在 CT 实验样机中得到了应用<sup>[29]</sup>。目前，光子计数型探测器的饱和计数率最高可达  $6 \times 10^6$  个光子/ $\text{mm}^2/\text{s}$ <sup>[4]</sup>，距离医学成像的实用要求越来越接近。

### 3 多能谱成像技术的优势与前景

#### 3.1 光子能量权重成像

传统的 X 射线成像系统中使用电荷积分型探测器，光子的能量沉积在探测器中并转换为电信号，成像时光子所贡献的权重和能量成正比。但我们知道，越高能量的射线穿透能力越强，因此得到的图像对比度较低能量的射线要差。因此，对于不同的能量区域赋予不同的权重来进行成像，可以大幅度提高图像质量，这种方法被称为“光子能量权重成像（photon energy weighting imaging）”<sup>[30]</sup>。下面使用简单模型进行阐述。

如图 1 所示，假设能谱分布为  $\phi(E)$  的 X 射线穿过一个由两种材料组成的简单物体，该物体左侧材料的线性衰减系数为  $\mu_1$ ，右侧材料的线性衰减系数为  $\mu_2$ ，假定  $\mu_2 > \mu_1$ ，入射的光子计数为  $I_0$ 。当 X 射线穿过此物体后，穿过左侧物体的光子计数为  $I$ ，穿过右侧物体的光子计数为  $I'$ 。两种不同材料的对比度信噪比公式如下：

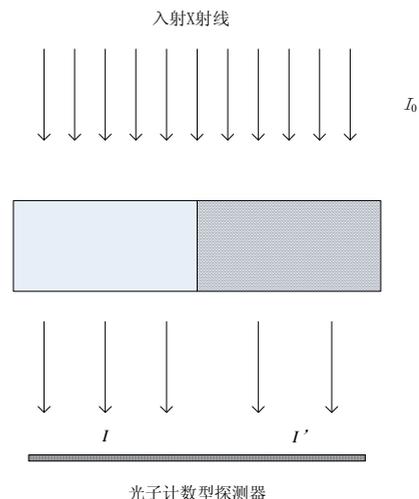


图 1 光子计数探测器成像简单模型示意图  
Fig.1 A simple imaging model with photon counting X-ray detector

$$SNR = \frac{S}{\sigma_s} = \frac{\overline{I-I'}}{\sigma(I-I')} = \frac{\overline{I-I'}}{\sqrt{\sigma^2(I)+\sigma^2(I')}} \quad (1)$$

假设光子计数探测器对 X 射线能谱平均分为  $N$  段进行分别探测, 每段的能量间隔为  $\Delta E$ ,  $E_0$  为探测区域的起始能量。第  $i$  个能区的起始能量可以表示为:

$$E_i = E_0 + i\Delta E \quad (2)$$

第  $i$  个能区内的入射 X 射线能谱中的光子数目可以表示为:

$$\overline{I}_i = \int_{E_0+i\Delta E}^{E_0+(i+1)\Delta E} \phi(E') dE' \quad (3)$$

穿过被扫描物质之后, X 射线的光子衰减比例如下式所示:

$$T_i = \frac{\int_{E_0+i\Delta E}^{E_0+(i+1)\Delta E} \phi(E')T(E') dE'}{\overline{I}_i} \quad (4)$$

$T(E')$  为能量  $E'$  的光子穿过厚度为物体的衰减情况, 若物体厚度为  $t$ , 可以表示为:

$$T(E') = e^{-\mu(E')t} \quad (5)$$

在每个能量区域中, 探测器的光子计数等于穿过物体前的能谱计数与衰减比例的乘积:

$$\overline{I}_i = T_i \overline{n}_i \quad (6)$$

$$\overline{I}'_i = T'_i \overline{n}'_i \quad (7)$$

在每个能量区域中探测器输出信号的差异可以表示为  $S_i = (T'_i - T_i) \overline{n}_i$ 。其噪声可以表示为  $\sigma_{S_i}^2 = \sigma_{I'_i}^2 + \sigma_{I_i}^2$ 。若探测器的噪声满足泊松分布, 则可以表示为:

$$\sigma_{S_i}^2 = \overline{n}_i T'_i + \overline{n}_i T_i \quad (8)$$

所有的能量区域集的探测器信号合起来则构成了整个探测器的信号输出, 我们对不同能区的探测器信号赋予了不同的权重  $w_i$ :

$$S = \sum_{i=1}^N s_i w_i \quad (9)$$

从而得到了整个探测器信号输出的信噪比的表达式，

$$SNR = \frac{S}{\sigma_s} = \frac{\sum_{i=1}^N n_i (T'_i - T_i) w_i}{\left( \sum_{i=1}^N n_i (T'_i + T_i) w_i^2 \right)^{\frac{1}{2}}} \quad (10)$$

在传统的电荷积分式探测器成像时，光子所贡献的权重与能量成正比，即能量越高，光子权重越大。而在光子计数探测器中，光子能量权重  $w_i$  可以根据需要进行取值并进行图像处理 and 重建。在上述模型中，能量权重取如下值时，可以使得信噪比最大<sup>[30]</sup>：

$$w(E) = \frac{1 - \exp(-(\mu_2(E) - \mu_1(E))d)}{1 + \exp(-(\mu_2(E) - \mu_1(E))d)} \quad (11)$$

通过设定不同的能量阈值  $w(E)$ ，可以对低能噪声进行有效甄别和去除，从而也提升了图像的质量和信噪比。Giersch 等<sup>[30]</sup>建立了模型并进行了 Monte Carlo 模拟实验，结果表明采用这种方法可以使得图像的对比度信噪比提高 50% 以上。因此，如果需要获得同等信噪比的图像，可以减少照射的光子数量，从而大幅度降低 X 射线辐射剂量。在乳腺成像中，由于乳腺癌变组织与正常组织之间对比度较差，且该器官对于辐射剂量较为敏感，光子计数探测器的应用有效提升了检测精度并降低射线剂量，因此，目前该技术已经在乳腺成像设备中得到了应用。

### 3.2 物质识别

目前，双能 CT 成像所采用最多的是前处理重建方法，将投影数据按照基材料模型或者双效应模型进行分解，再进行处理和重建，从而可以消除射束硬化等对于重建结果带来的影响。多能谱技术则引入了更多的能量信息，且各能区之间能量没有交叉和重叠。随着技术的发展，当能区划分足够细时，所得到的结果越接近于单能情况，采用后处理重建方法重建即可方便准确地得到等效原子序数和电子密度，从而能够更加精确地进行物质识别。

假设 X 光机的出射能谱为  $\phi(E)$ ，将整段能谱均匀分为  $N$  段并分别计算各能区内的光子计数。第  $i$  段内的光子计数值计为  $I_i$ ，穿过物体之后第  $i$  段之后的计数为  $I'_i$ ，则第  $i$  能区的

投影数据为  $p_i = -\ln\left(\frac{I'_i}{I_i}\right)$ 。根据投影数据  $p_i$  重建可以得到不同能区内衰减系数  $\mu_i$  的分布，

然后采用曲线逼近等方法找到与之最相近的原子序数  $Z$ ，以实现物质识别和判定。另外，也可以采用前处理重建方法，选取合适的基材料进行重建，得到扫描物体的原子序数值和

电子密度值, 从而进行物质识别和判断。Norlin 等<sup>[31]</sup>利用 CERN 开发的 Medipix 光子计数系统进行了物质识别方面的研究, 对硅和铝做成的模型进行了很好的材料分辨。日本的 Nakashima 等<sup>[32]</sup>借鉴了单色光双能重建方法, 使用 CdTe 光子计数探测器, 对碳、铝、铁盒钛组成的模体进行了 CT 扫描并重建出原子序数值, 实现了对物质种类的识别和分辨。

总的来讲, 基于光子计数型探测器的多能谱成像较传统双能成像的优势主要体现在: ①消除了能谱间的重叠, 不同能区之间的能量区分度更好, 受能谱硬化的影响越小, 有利于双能或者多能重建, 提高精度; ②减少了探测器数量, 提高了探测效率。以往的双能成像系统一般采用两块探测器分别探测高能和低能射线, 成本较高, 而光子计数探测器则可以同时获得不同能量区间的成像结果; ③对于噪声的抑制更为有效, 能够有效提高图像质量; ④能谱区分更细, 可以根据需要划分更多的能量区间, 从而为更多能量信息的引入提供了条件。

### 3.3 K 边缘成像

随着 X 射线能量的增加, 物质相应的线性衰减系数随之降低。但当射线能量到达某个数值时, 其线性衰减系数会突然增加, 衰减系数突变处称为此种材料的吸收限。根据这种规律, 可以使用吸收限两侧的能量分别成像并进行减影, 即可以得到标记组织的成像结果, 这种方法也被称为“K 边缘成像”(K-edge imaging)。例如, 经常使用的碘造影剂吸收限为 33.2 keV, 分别采用该吸收限两侧的能量进行成像, 做减影可以得到被标记血管等的清晰图像。但是, 由于该能量较低穿透性不强, 因此只能在某些器官和婴幼儿的检查中使用; 而钆的吸收限约为 50.2 keV, 较适合于人体的检查。使用具有能量分辨的光子计数探测器时, 可以很方便地将能量阈值设置在吸收限处, 通过一次照射完成 K 边缘成像过程。同时, 当使用多种造影剂成像时, 光子计数探测器所带来的多能谱优势就更好地显现出来, 通过设置不同的能量阈值, 可以将每一种造影剂的吸收限两次成像结果在一次扫描中全部得到, 大大降低了辐射剂量。目前, 该方法已经得到理论和实验的验证, Philips 公司开发了利用光子计数探测器的多能谱 CT 实验样机, 使用碘和钆造影剂 K 吸收限成像对动脉粥样硬化进行检测<sup>[33-34]</sup>。

## 4 现状与展望

近些年, 使用光子计数探测器进行多能谱成像已经成为 X 射线成像领域的热门话题和研究方向。该技术对于提高图像质量、信噪比和检测精度, 降低辐射剂量有着重要意义。但是针对医学应用的特殊需求, 多能谱成像技术仍然存在着某些技术难题。在医用成像系统中, 短时间内需要捕获大量的光子, 需要有大量的信息进行转换并传输存储至计算机中, 对于电子学处理及存储设备有很高的要求。目前, 随着技术的发展, 快速多通道的脉冲计数读出电子学设备已经研制出来, 这些问题都将逐渐得到解决。

在多能谱成像系统方面, Zhang 等<sup>[35]</sup>研制出了基于 CZT 探测器的多能谱计数成像系统用于安全检查和物质识别, 已初步验证了其可行性。Bornefalk 等<sup>[36]</sup>使用计数探测器将能谱分为两段, 进行不同生物组织的双能 X 射线成像实验, 观察不同能量下图像对比度的区别。目前, Philips 公司已经研制出多能谱 CT 成像系统的样机并使用小鼠进行了一系列的 K 吸收边缘成像实验, 在此系统中使用了 Gamma Medica-Ideas 公司生产的 1024 个像素的线阵

CdTe 探测器, 使用的微焦点 X 射线源的电压范围介于 70 kVp 和 130 kVp 之间。通过使用该系统对不同能谱区域成像结果进行了分析, 验证了多能谱成像的可行性<sup>[37]</sup>。

随着技术的发展和进步, 基于光子计数探测器的多能谱成像将得到更加广泛地应用, 进一步的研究主要包括以下几个方面: ① 高探测效率探测器的制备及晶体生长工艺的进一步研究; ② 高速电子学设备和读出电路的研制及开发, 以适应更高计数率下的扫描, 提高成像速度; ③ 多能谱图像处理及重建方法。随着光子计数探测器的发展和完善, 多能谱成像技术必将为 CT 设备带来新的变革, 使得 CT 成像的图像质量更好, 辐射更低, 检测更加精确。

## 参考文献

- [1] Alvarez RE. Extraction of energy-dependent information in radiography[D]. California: Stanford University, 1976.
- [2] 王琪, 陈志强, 邬小平, 等. X 射线安全检查技术综述[J]. CT 理论与应用研究, 2004, 13(1): 32-37.  
Wang Q, Chen ZQ, Wu XP, et al. Review of X-ray security inspection technology[J]. CT Theory and Applications, 2004, 13(1): 32-37.
- [3] 赵勋杰. 光子计数成像原理及其应用[J]. 红外与激光工程, 2003, 32(1): 42-45.  
Zhao XJ. Principle and application of photon counting imaging[J]. Infrared and Laser Engineering, 2003, 32(1): 42-45.
- [4] Iwanczyk J S, Nygård E, Meirav O, et al. Photon counting energy dispersive detector arrays for X-ray imaging[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2009, 56(3): 535-542.
- [5] 原培新, 赵秉军, 孙丽娜, 等. X 射线安检设备中双能量方式下  $R$  值的提取[J]. 机械与电子, 2005, 9: 25-27.  
Yuan PX, Zhao BJ, Sun LN, et al. Obtain  $R$  on dual-energy in X-ray security inspection equipment[J]. Machinery & Electronics, 2005, 9: 25-27.
- [6] 邢钢, 徐玉秀. X 射线安检设备中双能量方式下  $R$  值提取[J]. 核电子学与探测技术, 2006, 26(2): 157-159.  
Xing G, Xu YX. Obtain  $R$  on dual-energy in X-ray security inspection equipment[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2006, 26(2): 157-159.
- [7] 徐明刚, 鲍旭东. 伪双能 X 射线透射系统校正厚度影响的物质鉴别方法[J]. 电子器件, 2007, 30(1): 219-221.  
Xu MG, Bao XD. Object classification suppressed thickness effect based on pseudo dual-energy X-ray transmission imaging system[J]. Electron Device, 2007, 30(1): 219-221.
- [8] Zhang GW, Zhang L, Chen ZQ. An H-L curve method for material discrimination of dual energy X-ray inspection systems[C]. Proc of IEEE Nuclear Science Symposium, 2005, 326-328.
- [9] 邬小平, 陈志强, 王学武. 双能 X 射线材料识别技术在大型集装箱检测系统中的应用[J]. 核电子学与探测技术, 2005, 25(6): 782-784.  
Wu XP, Chen ZQ, Wang XW. Application of LCIS for material discrimination with dual energy method[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2005, 25(6): 782-784.
- [10] Marshall WH, Alvarez R, Macovski A. Initial results with pre-reconstruction dual-energy computed tomography (PREDECT)[J]. Radiology, 1981, 140(2): 421-430.
- [11] Tsunoo T, Torikoshi M, Sasaki M, et al. Distribution of electron density using dual-energy X-ray CT[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2003, 50(5): 1678-1682.
- [12] Torikoshi M, Tsunoo T, Sasaki M, et al. Development of dual-energy X-ray CT using synchrotron

- radiation[C]. AIP Conf Proc, 2004, 76: 160-163.
- [13] Sukovic P, Clinthorne N. Penalized weighted least-squares image reconstruction for dual energy X-ray transmission tomography[J]. IEEE Trans Med Imag, 2000, 19(11): 1075-1081.
- [14] Alvarez R, Macovski A. Energy-selective reconstruction in X-ray computerized tomography[J]. Physics in Medicine and Biology, 1976, 21(5): 733-744.
- [15] Chuang KS, Huang HK. Comparison of four dual energy image decomposition methods[J]. Physics in Medicine and Biology, 1988, 33(4): 455-466.
- [16] Chuang KS. Theory and applications of dual energy technique[D]. California: University of California at Los Angeles, 1986.
- [17] Chuang KS, Huang HK. A fast dual-energy computational method using iso-transmission lines and table lookup. Medical Physics, 1987, 14(2): 186-192.
- [18] Zhang GW, Cheng JP, Zhang L, A practical reconstruction method for dual energy computed tomography[J]. Journal of X-ray Science and Technology, 2008, 16: 67-88.
- [19] Aslund M, Fredenberg E, Telman M, et al. Detectors for the future of X-ray imaging[J]. Radiation Protection Dosimetry, 2010, 139(1-3): 327-333.
- [20] 张岚, 李元景, 朱维彬, 等. 碲锌镉探测器对低能 X 射线的探测[J]. 核电子学与探测技术. 2009, 29(3): 517-520.
- Zhang L, Li YJ, Zhu WB, et al. Detection of CdZnTe detectors to low energy photos[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology. 2009, 29(3): 517-520.
- [21] Arfelli F, Bonvicini V, Bravin A. A linear array silicon pixel detector: Images of a mammographic test object and evaluation of delivered doses[J]. Physics in Medicine and Biology, 1997, 42(8): 1565-1573.
- [22] Thunberg SJ, Adelow L, Blom O, et al. Dose reduction in mammography with photon counting imaging[C]. Proc. SPIE, 2004, 5368: 457-465.
- [23] Shikhaliev PM, Xu T, Le H, et al. Scanning-slit photon counting X-ray imaging system using a microchannel plate detector[J]. Medical Physics. 2004, 31(5): 1061-1071.
- [24] Shikhaliev PM, Fritz SG, Chapman JW. Photon counting multienergy X-ray imaging: Effect of the characteristic X rays on detector performance[J]. Medical Physics, 2009, 36(11): 5107-5119.
- [25] Maidment A, Albert M, Thunberg S, et al. Evaluation of a photon-counting breast tomosynthesis imaging system[C]. Proc SPIE, 2006, 6142: 61420B.
- [26] CERN. The Medipix Home Page[EB/OL]. (2006-11-6)[2010-9-6]. <http://medipix.web.cern.ch/MEDIPIX/>.
- [27] Davidson DW, Watt J, Tlustos L, et al. Detective quantum efficiency of the Medipix pixel detector[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science. 2003, 50(5): 1659-1663.
- [28] Watt J, Davidson DW, Johnston C, et al. Dose reductions in dental X-ray imaging using Medipix[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2003, 513: 65-69.
- [29] Bones PJ, Butler APH, Ronaldson JP, et al. Development of a CT scanner based on the Medipix family of detectors[C]. Proc of SPIE, 2010, 7804: 780412.
- [30] Giersch J, Niederlöhner D, Anton G. The influence of energy weighting on X-ray imaging quality[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2004, 531: 68-74.
- [31] Norlin B, Manuilskiy A, Nilsson HE, et al. Material recognition with the Medipix photon counting colour X-ray system[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2004, 531: 265-269.
- [32] Nakashima T, Morii H, Neo Y, et al. Application of CdTe photon-counting X-ray imager to

- material discriminated X-ray CT[C]. Proc SPIE, 2007, 6706: 67060C.
- [33] Roessl E, Proksa R. *K*-edge imaging in X-ray computed tomography using multi-bin photon counting detectors[J]. Physics in Medicine and Biology, 2007, 52: 4679-4696.
- [34] Feuerlein S, Roessl E, Proksa R, et al. Multienergy Photon-counting *K*-edge Imaging: Potential for Improved Luminal Depiction in Vascular Imaging[J]. Radiology. 2008, 249(3): 1010-1016.
- [35] Zhang L, Li YJ, Zheng XC, et al. Multi-energy detection using CdZnTe semiconductor detectors[C]. Proc. IEEE Nuclear Science Symposium, 2008, R13-5: 428-433.
- [36] Bornefalk H, Lundqvist M. Dual-energy imaging using a photon counting detector with electronic spectrum-splitting[C]. Proc SPIE, 2006, 6142: 61421H.
- [37] Schlomka JP, Roessl E, Dorscheid R, et al. Experimental feasibility of multi-energy photon-counting *K*-edge imaging in pre-clinical computed tomography[J]. Physics in Medicine and Biology, 2008, 53: 4031-4047.

## Multi-energy X-ray Imaging Technique and Its Application in Computed Tomography

HAO Jia<sup>a,b</sup>, ZHANG Li<sup>a,b</sup>✉, CHEN Zhi-qiang<sup>a,b</sup>, XING Yu-xiang<sup>a,b</sup>, KANG Ke-jun<sup>a,b</sup>

a). Department of Engineering Physics, Tsinghua University; b). Key Laboratory of Particle & Radiation Imaging (Tsinghua University), Ministry of Education, Beijing 100084, China

**Abstract:** With the rapid development of X-ray detectors, photon counting energy dispersive detectors become more and more popular in X-ray imaging area. Using this kind of detectors, a polychromatic X-ray spectrum can be separated into different energy regions and the photon number in each energy region can be counted independently, thus attenuation coefficients under different photon energies can be obtained. Multi-energy X-ray imaging technique opens up new perspectives within the fields of X-ray imaging. This paper introduces the latest development of photon counting X-ray detector and its application in medical imaging. Also some advantages of this technique in CT imaging are presented in this paper such as dose reduction, SNR improvement and precision improvement of material discrimination. Recently, a lot of research institutes are dedicated to faster electronic device and readout chip for photon counting detectors. With the rapid development of multi-energy imaging, it will bring a large revolution for X-ray imaging.

**Key words:** photon counting detector; X-ray imaging; computed tomography; multi-energy technology

**作者简介:** 郝佳 (1986—), 男, 清华大学工程物理系博士研究生, 主要从事图像重建及双能 CT 成像的研究工作, Tel: 010-83186209-622, Email: haoj04@mails.tsinghua.edu.cn; 张丽✉ (1970—), 女, 清华大学工程物理系研究员, 主要研究领域为辐射成像及图像重建算法, Tel: 010-62785969, E-mail: zli@mail.tsinghua.edu.cn.